

BEST AVAILABLE COPY

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI
(c) 2001 Derwent Info Ltd. All rts. reserv.

004482436

WPI Acc No: 1985-309314/198549

XRPX Acc No: N85-229938

Cylindrical-bone condition determin. - by difference between maximum and minimum ultrasound velocities

Patent Assignee: LATV TRAUMATOLOGY (LTRA-R)

Inventor: DZENIS V V; YANSON K H A

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
SU 1159556	A	19850607				198549 B

Priority Applications (No Type Date): SU 3611370 A 19830317

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan Pg	Main IPC	Filing Notes
SU 1159556	A	5		

Abstract (Basic): SU 1159556 A

According to the proposed method, ultrasound velocity is determined in every zone. The bone condition is determined by the difference between the maximum and the minimum velocities.

The proposed method uses two coupled ultrasound converters (1), interconnected by distancers (2). Ultrasound converter (1), transmitter, is connected to the output of an ultrasound-vibration generator. Converter (1), receiver, is connected to the output of a recorder. The time of ultrasound passage between the concentrator points is read off the electron-beam tube of the recorder. The scale of the electron-beam tube can be calibrated for direct determin. of velocity.

USE/ADVANTAGE - Gives qualitative characteristic of the adaptation capacity of the bone to mechanical load. Bul.21/7.6.85
(5pp Dwg.No.1/5)

Title Terms: CYLINDER; BONE; CONDITION; DETERMINE; DIFFER; MAXIMUM; MINIMUM ; ULTRASONIC; VELOCITY

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Additional): A61B-008/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D01C5; S05-D03



СОЮЗ СОВЕТСКИХ
СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ
РЕСПУБЛИК

(a9) SU (a1) 1159556

A

45D A 61 B 8/00

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СССР
ПО ДЕЛАМ ИЗОБРЕТЕНИЙ И ОТКРЫТИЙ

THE BRITISH LIBRARY

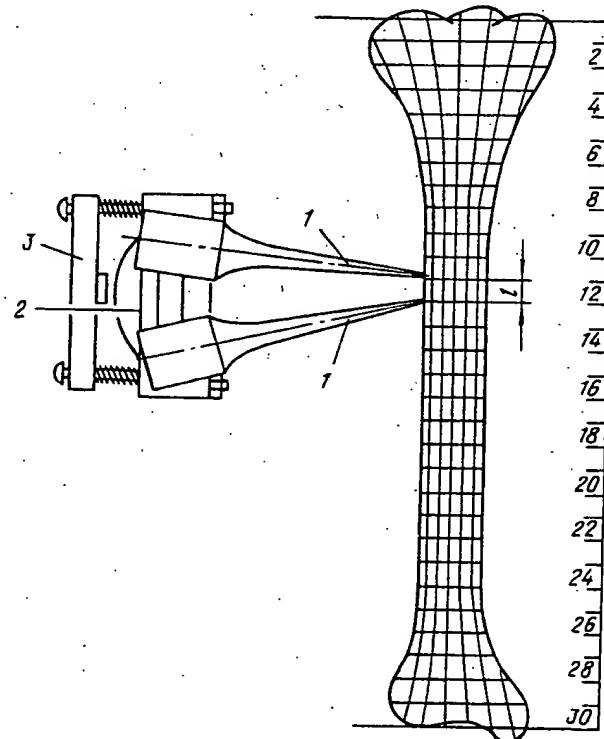
30 AUG 1985

SCIENCE REFERENCE LIBRARY

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ

(21) 3611370/28-13
 (22) 17.03.83
 (46) 07.06.85. Бюл. № 21
 (72) Х. А. Янсон и В. В. Дзенис
 (71) Латвийский научно-исследовательский
 институт травматологии и ортопедии
 (53) 616.07.612.75 (088.8)
 (56) Дзенис В. В. и др. Применение по-
 верхностных волн ультразвука для изуче-
 ния свойств большеберцовых костей чело-
 века. — В кн.: Механика полимеров. Рига,
 «Зинатне», 1975, 4, 674—679.
Scrips medica, Brno, 1980, 53 4, p. 237—240.

(54) (57) СПОСОБ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ
 ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ путем регистрации
 скорости распространения ультразвука, от-
 личающейся тем, что, с целью обеспече-
 ния количественной характеристики адапта-
 ционных способностей кости к механической
 нагрузке, скорость измеряют в каждой зоне
 и по величине разности максимальной и
 минимальной скоростей оценивают состоя-
 ние кости.



Фиг. 1

(a9) SU (a1) 1159556 A

Изобретение относится к медицине, в частности к травматологии и ортопедии, и касается способа диагностики состояния костной ткани.

Целью изобретения является обеспечение количественной характеристики адаптационных способностей кости к механической нагрузке.

Предлагаемый способ основан на применении спаренных ультразвуковых преобразователей 1, соединенных при помощи дистанцев 2 из изоляционного материала. Преобразователи 1 состоят (фиг. 1) из собственно пьезоэлектрических преобразователей 1 (пьезоэлемент — сегментовая соль), снабженных экспоненциальными концентраторами, сведенными своими концами при помощи элементов крепления таким образом, что они образуют малый раствор или базу 1, порядка 10 мм.

Концентраторы выполняются из высококлеродистой легированной стали таким образом, что площадь их поперечного сечения меняется по экспоненциальному закону. Они обеспечивают практически точечный контакт с объектом и позволяют работать на малой базе 1 при изучении костных объектов сложной топографии.

Ультразвуковой преобразователь 1-передатчик подключают к выходу генератора ультразвуковых колебаний, а преобразователь 1-приемник к входу регистрирующего устройства в качестве которого используют, например, стандартный ультразвуковой прибор ДУК-20, на электронно-лучевой трубке которого отсчитывают время прохождения между остриями концентраторов ультразвукового импульса, опираясь на стандартный сигнал и принимая в расчет временную задержку, причем последнюю определяют при нулевой базе 1, то есть при непосредственном контакте пары концентраторов.

Экспериментально установлено, что при использовании спаренных на малой базе 1 экспоненциальных концентраторов в костной ткани возбуждаются в основном изгибные волны, скорость распространения которых определяются по формуле

$$c_{\text{изг}} = \frac{t}{\Delta t} (\text{км.с}^{-1}),$$

где 1 — база изменения, раствор концентраторов, мм;

t — время прохождения сигнала;

Δt — временная задержка конкретной пары концентраторов, мкс.

Шкала электронно-лучевой трубы может быть оттарирована для непосредственного измерения скорости.

Преимуществом применения экспоненциальных концентраторов перед обычными датчиками изгибных волн является хороший контакт с поверхностью материала без применения контактной смазки, более высокая точность измерения при наличии даже сильно шероховатой поверхности и возможность точного отсчета базы измерения. Эти

достоинства обусловлены наличием у концентраторов практически точечных контактов с исследуемым материалом.

5 Экспериментально было установлено, что практически удовлетворительная повторяемость результатов и независимость их от наличия кожного покрова на переднемедиальной поверхности обеспечивается при контактном давлении спаренных преобразователей не менее 2 МПа, однако щадящее клиническое исследование возможно при давлении, равном 2 МПа.

10 Указанное контактное давление обеспечивается при помощи элементов крепления ультразвуковых преобразователей 1, представляющих собой дистанцы 2 со шпильками и перемещающуюся по шпилькам подпружиненную траверсу 3 с микропреключателем, связанным через контактор с целью питания преобразователя 1-источника. Пружины на шпильках обеспечивают определенную величину давления, причем спаренные преобразователи перемещаются вручную на траверсу 3.

15 С целью точной ориентации в топографических соотношениях измеряемых точек, большеберцовые кости маркировались по тридцати поясам по длине и по зонам (7 основных — обозначены римскими цифрами, или 22 детальных — обозначены арабскими цифрами (фиг. 2).

20 Пример 1. Обследуемый З. П. с массой тела 680 Н (фиг. 3).

Исходные характеристики скорости ультразвука по длине большеберцовой кости (фиг. 1).

25 1. Средняя скорость ультразвука $1,41 \pm 0,21$ км/с.

2. Максимальная скорость $1,76 \pm 0,2$ км/с на уровне пояса № 4.

30 3. Минимальная скорость $1,14 \pm 0,1$ км/с на уровне пояса № 8.

40 4. Градиент изменения скорости в среднедистальном отделе диафиза $0,06$ км/с на 1 см длины (на уровне поясов 4—6).

5. Градиент изменения скорости ультразвука на уровне поясов от 6 до 8 — $0,01$ км/с на 1 см (кривая 1).

Заключение. В исходном состоянии можно предполагать, что приспособленность большеберцовой кости к механическим нагрузкам понижена, так как в дистальной трети диафиза градиент скорости ультразвука низкий. Тот же обследуемый был в течение трех недель выдержан в условиях имитации невесомости. Измерения скорости ультразвука подтвердили первоначальное заключение, так как произошло значительное уменьшение градиента скорости ультразвука по всей длине кости (кривая 2), а также снижение средней скорости ультразвука.

55 5. Средняя скорость ультразвука — $1,38 \pm 0,08$ км/с.

2. Средняя скорость ультразвука на уровне пояса № 4 — $1,42 \pm 0,01$ км/с. (снижение на $0,34$ км/с).

3. Минимальная скорость $1,21 \pm 0,01$ км/с (на уровне пояса № 9).

4. Градиент изменения скорости 0,01 км/с на 1 см длины кости.

Заключение: В условиях имитации невесомости произошло резкое выравнивание скорости ультразвука, что подтвердило первоначальный диагноз низкой приспособленности большеберцовой кости к изменению механической нагрузки. На основании заключения обследуемый был выведен из опыта.

Пример 2. Обследуемый X, масса тела 710 Н, (фиг. 4)

Исходные характеристики скорости ультразвука по длине большеберцовой кости (фиг. 1).

1. Средняя скорость ультразвука $1,21 \pm 0,1$ км/с

2. Максимальная скорость $1,31 \pm 0,1$ км/с на уровне пояса № 4.

3. Минимальная скорость $1,08 \pm 0,1$ км/с на уровне пояса № 7.

4. Градиент изменения скорости ультразвука в среднедлительном отделе костей $0,005$ км/с на 1 см длины (кривая 1).

Заключение: В исходном состоянии кость слабо приспособлена к механическим нагрузкам, о чем свидетельствует относительно низкая скорость ультразвука и очень низкий градиент скорости, т. е. прочность кости понижена и отсутствует главный признак приспособленности кости к нагрузкам — акустическая и биомеханическая неоднородность прочностных параметров

В течение трех недель проведен курс специальных видов усиленной физической тренировки, в результате чего произошли значительные изменения (кривая 2).

1. Средняя скорость ультразвука $1,33 \pm 0,14$ км/с.

2. Максимальная скорость ультразвука на уровне пояса № 5 повысилась на $0,38$ км/с и достигла $1,5 \pm 0,2$ км/с.

3. Минимальная скорость на уровне пояса № 8 — $1,08 \pm 0,1$ км/с.

4. Градиент изменения скорости ультразвука повысился до $0,04$ км/с, на 1 см, т. е., в восемь раз.

Заключение: Специальные виды тренировки позволили в значительной степени повысить скорость ультразвука и улучшить приспособляемость кости к механическим нагрузкам. Дальнейшее проведение эксперимента показало, что разработанное приспособление осталось стойким (через 4 мес.).

Пример 3. Обследуемый В., масса 670 Н (фиг. 4).

Исходное состояние: (фиг. 1).

1. Средняя скорость ультразвука $1,50 \pm 0,15$ км/с.

2. Максимальная скорость $1,71 \pm 0,2$ км/с (на уровне пояса № 4).

Минимальная скорость $1,33 \pm 0,4$ км/с на уровне пояса № 8.

4. Градиент изменения скорости $0,05$ км/с на 1 см длины в дистальном отделе диафиза (кривая 1).

Заключение: Высокая средняя и максимальная скорость свидетельствует о высокой прочности кости. Достаточно большой градиент скорости в дистальном отделе диафиза свидетельствует о хорошей адаптации кости к изменениям механической нагрузки. Состояние через 3 нед. имитации невесомости (кривая 2).

1. Средняя скорость ультразвука $1,33 \pm 0,13$ км/с;

2. Максимальная скорость $1,52 \pm 0,01$ км/с на уровне пояса № 4.

3. Минимальная скорость $1,14 \pm 0,02$ км/с на уровне пояса № 8.

4. Градиент изменения скорости ультразвука $0,031$ км/с на 1 см длины кости.

Заключение: После механической разгрузки снизилась прочность кости, на что указывает снижение средней скорости ультразвука по всей длине кости (на $0,17$ км/с). В то же время сохранился достаточно высокий градиент изменения скорости ультразвука, что свидетельствует о хорошей адаптационной способности кости к изменению механической нагрузки.

Состояние через 3 нед. после восстановления нормального режима нагрузки (кривая 3).

1. Средняя скорость ультразвука $1,47 \pm 0,12$ км/с.

2. Максимальная скорость ультразвука $1,65 \pm 0,05$ км/с на уровне 4 и 6 поясов.

3. Минимальная скорость $1,24 \pm 0,1$ км/с на уровне пояса № 8.

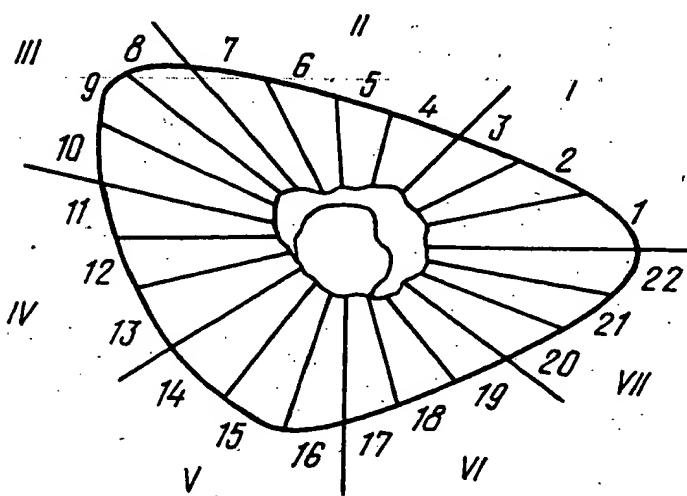
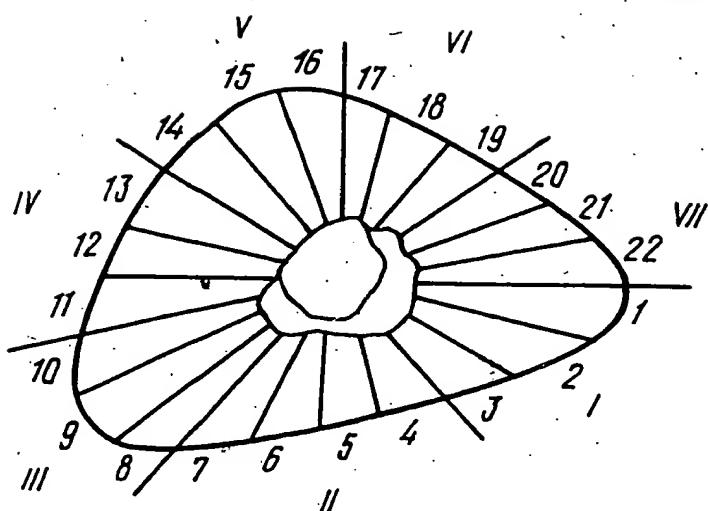
4. Градиент изменения скорости в дистальной трети диафиза $0,05$ кмп/с на 1 см длины.

Заключение: Первоначальный диагноз хорошей приспособляемости кости к изменениям механической нагрузки подтвердился — прочность кости восстановилась в значительной степени и уровень неоднородности достиг исходных данных.

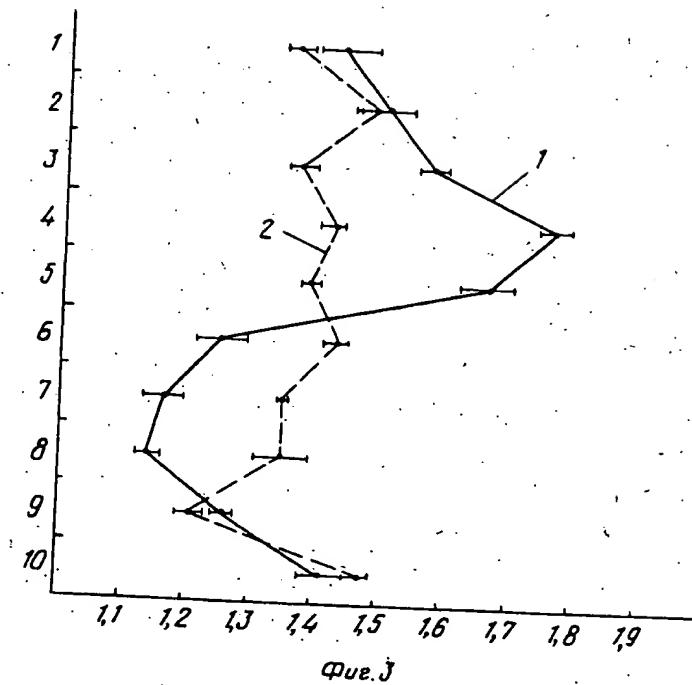
Предложенная методика оценки состояния трубчатых костей изложена на примере исследования большеберцовой кости; однако, как показывают экспериментальные данные может быть с успехом использована и при определении адаптационных свойств и остальных длинных трубчатых костей.

BEST AVAILABLE COPY

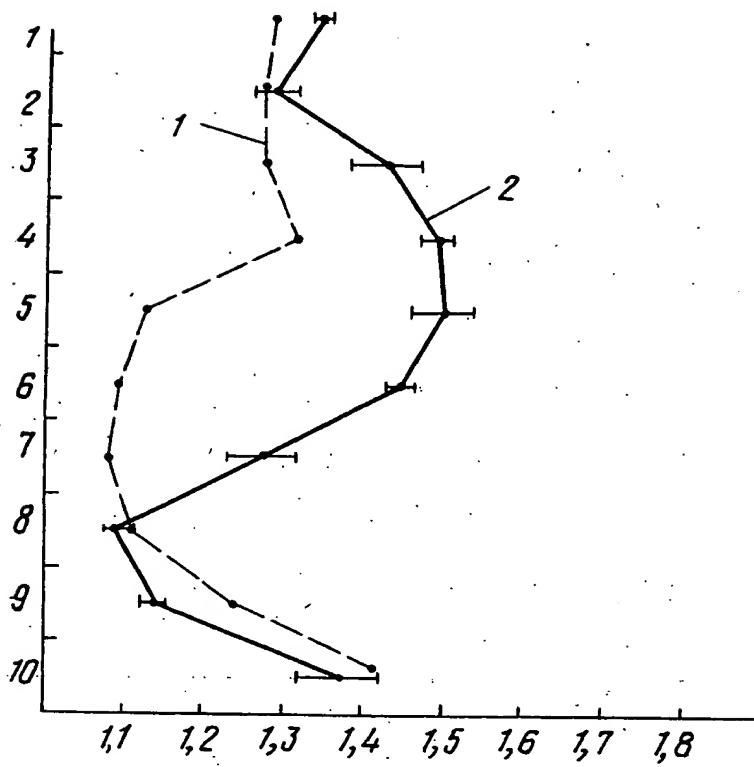
1159556



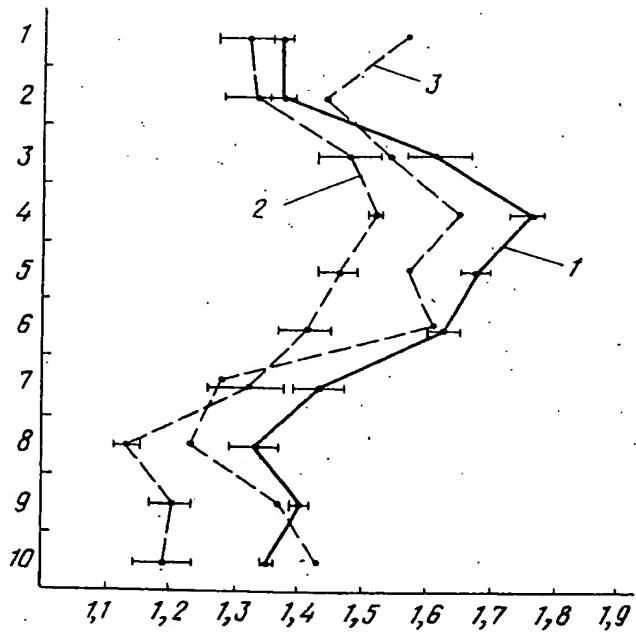
Фиг. 2



Фиг. J



Фиг. 4



Фиг. 5

Редактор Л. Зайцева
Заказ 3619/4

Составитель В. Невзоров
Техред И. Верес
Тираж 722
ВНИИПИ Государственного комитета СССР
по делам изобретений и открытий
113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., д. 4/5
Филиал ППП «Патент», г. Ужгород, ул. Проектная, 4

Корректор Г. Решетник
Подписьное